

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ НИЗКОЧАСТОТНОГО УЛЬТРАЗВУКА В АРТРОСКОПИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

В.В. Педдер¹, Д.Е. Черепанов²

¹ ООО «Научно-производственное предприятие «Метромед»»
Ул. Долгирева, д. 117а, г. Омск, Россия, 644012

² ООО «Клинико-диагностический центр «Ультрамед»»
Ул. Чкалова, д. 12, г. Омск, Россия, 644024

Реферат

Цель исследования: изучить в опытах *in vitro* влияние ультразвуковых режущих инструментов на мениск и хрящ коленного сустава человека и сравнить изменения в суставном хряще коленного сустава, возникающие при обработке шейвером, холодно-плазменной аблацией и ультразвуковым режущим инструментом.

Материал и методы. Мениски и суставные хрящи, полученные при тотальном эндопротезировании коленных суставов, помещали в стерильный изотонический раствор натрия хлорида. Все эксперименты проводились не позднее, чем через 2 часа после забора материала с последующей гистологической оценкой биоптатов. В первой серии эксперимента производилось резание менисков ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель», холодно-плазменным аблатором и артроскопическим скальпелем. Во второй серии эксперимента использовали участки хряща тибияльных плато с II-III степенями хондромалиции, которые подвергали обработке шейвером, холодно-плазменным аблатором и ультразвуковым режущим инструментом «Фреза».

Результаты. Первая серия опытов показала, что при резании мениска скальпелем край разволокнен; глубина некроза после коблатора составляет 0,7–0,8 мм, поверхность шероховатая. После ультразвукового режущего инструмента глубина некроза составляла 0,1–0,2 мм, поверхность хряща была гладкой. Результаты второй серии опытов показали, что при обработке шейвером поверхность хряща была шероховатой; после коблации на относительно гладкой поверхности хряща имелись участки некроза 16–90 нм. После обработки ультразвуковым инструментом «Фреза» поверхность хряща была гладкой, лишена ворсинок, истончения хряща не наблюдалось, некроз не превышал 15 нм.

Заключение. Результаты экспериментов свидетельствуют, что ультразвуковые режущие инструменты, использующие энергию низкочастотного ультразвука, имеют преимущества перед механическим и физико-химическим методами резания, заключающиеся в гистологически подтвержденном щадящем воздействии на образцы биоптатов менисков и гиалиновых хрящей.

Ключевые слова: артроскопия коленного сустава, ультразвуковые режущие инструменты.

DOI 10.21823/2311-2905-2016-22-3-88-98

Введение

Согласно статистическим данным, заболеваемость остеоартрозом в популяции достигает 10–12% и имеет прямую корреляцию с возрастом [10, 35]. Гонартроз в структуре остеоартрозов составляет 13,0–33,3%. [4, 15, 18]. Нередко причиной посттравматического гонартроза являются застарелые повреждения передней крестообразной связки и менисков, в этих случаях рентгенологические признаки проявляются у 60–90% пациентов лишь через 10–15 лет после травмы [31]. Данная патология часто сопровождается утратой трудоспособности, в том числе стойкой, требует длительного и дорогостоящего лечения. В связи с этим одной из главных задач врача-ортопеда с момента выявления за-

болевания является поиск патогенетически обоснованных и эффективных методов лечения гонартроза, соответствующих стадии развития патологического процесса.

Одним из оперативных методов лечения гонартроза является артроскопическое вмешательство. Наиболее часто под ним подразумевается дебридмент, задачей которого является извлечение свободных костно-хрящевых и хрящевых тел, удаление нестабильных лоскутообразных участков поврежденного гиалинового хряща, сглаживание дефектов хрящевой поверхности, резекция дегенеративно измененных структур сустава, а также частичное удаление гипертрофированной синовиальной оболочки. Эти процедуры позволяют замедлить процесс дегенерации

Педдер В.В., Черепанов Д.Е. Возможности применения низкочастотного ультразвука в артроскопии коленного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2016;22(3):88-98. DOI 10.21823/2311-2905-2016-22-3-88-98.

Черепанов Дмитрий Евгеньевич. Ул. Чкалова, д. 12, г. Омск, Россия, 644024 e-mail: cherepanov_d@mail.ru

Рукопись поступила: 09.02.2016; принята в печать: 19.07.2016

суставного хряща и создать предпосылки для его репарации. В то же время отмечается, что обработка поверхности хряща с целью сглаживания механическими инструментами часто сопровождается разволокнением хряща, что затрудняет последующую репарацию [3, 24, 25, 28–30, 34]. Так, при обработке патологически изменённых участков хряща моторизованным шейвером толщина удаляемой ткани может варьировать от 1 до 3 мм [24, 25, 30]. Трудности визуального определения глубины погружения шейвера в обрабатываемый хрящ, особенно при дефектах сложной формы, могут приводить к неконтролируемому удалению близлежащих участков здоровой ткани, а обработанная хрящевая поверхность остается микроскопически шероховатой, причем после подобной обработки в 50% случаев имеет место последующее усиление дегенерации хряща [12, 17, 19].

В последние десятилетия в клиническую практику достаточно широко внедряются методы хирургического лечения гонартроза с использованием разных видов энергии.

Так, высокоэнергетическое лазерное излучение используют при обработке внутрисуставных структур посредством одноразовых световодов, подводящих излучение непосредственно к дегенеративно измененным структурам сустава. В некоторых работах описан гемостатический эффект, стимулирование клеточной пролиферации и кровоснабжения ткани мениска после его резекции [3]. В то же время, в литературе приводятся данные, указывающие на наличие пограничной зоны некротических и дистрофических изменений, вызванных термическим поражением хрящевой ткани в области воздействия на нее лазерным излучением, величина которой варьирует от 0,8 до 1,3 мм. При этом указывается, что для минимизации зоны некроза следует применять мощность излучения 25–30 Вт, что существенно снижает риск дистрофических изменений в хряще. При оптимизации мощности лазерного излучения порядка 20 Вт наблюдается коагуляция пучков волокон, выходящих в полость сустава в виде бахромы, приводящей к образованию гладкой суставной поверхности шириной 0,6–1 мм, что позволяет моделировать и сглаживать поверхность хряща [1, 3].

Однако для обработки хряща площадью более 1 см² и при менискэктомии требуется применение более высокого уровня энергетического воздействия, приводящего к значительному повышению температуры и нагреву внутрисуставной жидкости, способному вызвать частичный коагуляционный некроз внутрисуставных структур, а в дальнейшем – дегенерацию хряща [3, 13, 26, 33]. Таким образом, в отношении

суставного хряща преимущества лазерного дебридмента по сравнению с механическим и моторизованным инструментом сомнительны. При осуществлении менискэктомии, в сравнении с механическим инструментом, лазерный метод не имеет особых преимуществ, за исключением возможности сглаживания поверхности резецированного мениска, а также при проведении менискэктомии в труднодоступных местах [3].

Альтернативой известным методам артроскопического дебридмента, минимизирующей указанные недостатки, стало использование холодно-плазменной (ХП) абляции, позволяющей осуществлять выпаривание ткани в труднодоступных местах, сглаживание суставного хряща путем коагуляции его поверхностных структур с одновременным достижением гемостатического эффекта [2, 20].

В то же время эффективность лечения гонартроза и безопасность применения метода существенно зависят от соблюдения температуры «выпаривания» хряща в узком оптимальном диапазоне температур от 65 до 70°C, ниже которого ткань не сокращается на необходимую величину, а при превышении температуры хрящ становится гиалинизированным [7]. В работах А.Л. Жуликова с соавторами и Н.Н. Sherk с соавторами указывается, что в основе этих эффектов лежит денатурация белка, так как локальная температура в области ХП абляции достигает 60–66°C, а глубина ее влияния на хрящ составляет до 2 мм [2, 32]. Однако, на наш взгляд, столь большая глубина влияния на хрящ объясняется периодическим неуправляемым соприкосновением контактов электрода рабочей части ХП-узла с хрящом при отсутствии устойчивого слоя ионизированного пара, что приводит к повышению температуры его свыше 100°C и, соответственно, вызывает термодеструкцию хрящевой ткани. Указанное подтверждается данными о некротических изменениях в хрящевой ткани, приводящей после ХП абляции к гибели хондроцитов, наблюдающейся вплоть до субхондрального слоя [2, 16, 21, 27]. Показано влияние экспозиции ХП-воздействия (от 1 до 3 секунд) на гибель хондроцитов, что морфологически определяется в виде полусферы глубиной от 0,3 до 1,3 мм и подтверждает механизм контактной термодеструкции хондроцитов вне зависимости от типа электрода рабочей части ХП-узла [14, 22].

Исследования, выполненные М.Ж. Кааб с соавторами, показали, что сразу после ХП-воздействия *in vitro* гибель хондроцитов наступала только на одну четверть глубины хряща, а в опытах *in vivo* на суставных хрящах экспериментальных животных (овец) отмечена

полнослойная гибель хряща через 24 недели после ХП-воздействия. Соответственно, достигаемое при операции сглаживание неровностей хряща ХП-аблацией в послеоперационном периоде может приводить к осложнениям [23]. Существует мнение специалистов о том, что ХП-аблация способна вызывать серьёзные повреждения суставного хряща в допустимых режимах использования ХП-аблятора, рекомендованных фирмами-изготовителями [1]. При этом сообщается [11], что гибель хондроцитов при ХП-воздействии, наблюдаемая на глубине около 0,5 мм, сравнима с повреждающими факторами классических механических устройств (шейвера и кусачек), а также высокоэнергетического лазерного излучения. Таким образом, ХП-аблация, обладая некоторыми преимуществами по сравнению с известными технологиями артроскопии, имеет и ряд недостатков, способных ограничить её применение.

Очевидно, что известные технологии артроскопии требуют дальнейшего совершенствования с учетом достижений в других отраслях хирургии, где применение физических факторов позволяет достигать «щадящего» воздействия на тканевые структуры, в том числе хрящевую ткань, с возможностью управления величиной энергии, вводимой в зону резания или деструкции.

В этой связи представляет интерес использование при артроскопии энергии низкочастотного ультразвука, который, благодаря работам в области биоинженерной медицины исследователей из МВТУ им. Н.Э. Баумана и ведущих медицинских центров Москвы, Ленинграда, Омска и др., достаточно успешно применяется с 1970-х годов в разных отраслях медицины: общей хирургии, нейрохирургии, травматологии и ортопедии, оториноларингологии, гинекологии, сосудистой хирургии и пр. [5, 6, 8, 9]. На рисунке 1 приведены некоторые направления использования методов низкочастотной ультразвуковой хирургии при операциях на тканях организма.

Известен опыт специалистов, выполнивших открытым способом 293 операции, связанных с рассечением мягких тканей ультразвуковыми режущими инструментами, в том числе 52 менискэктомии и 4 артропластики коленного сустава, продемонстрировавших возможность и безвредность применения низкочастотного ультразвука при лечении травм и заболеваний суставов [6, 9]. Эти данные, а также результаты использования методов инструментальной ультразвуковой хирургии в других отраслях клинической медицины, где критериями оценки качества резания являлись степень

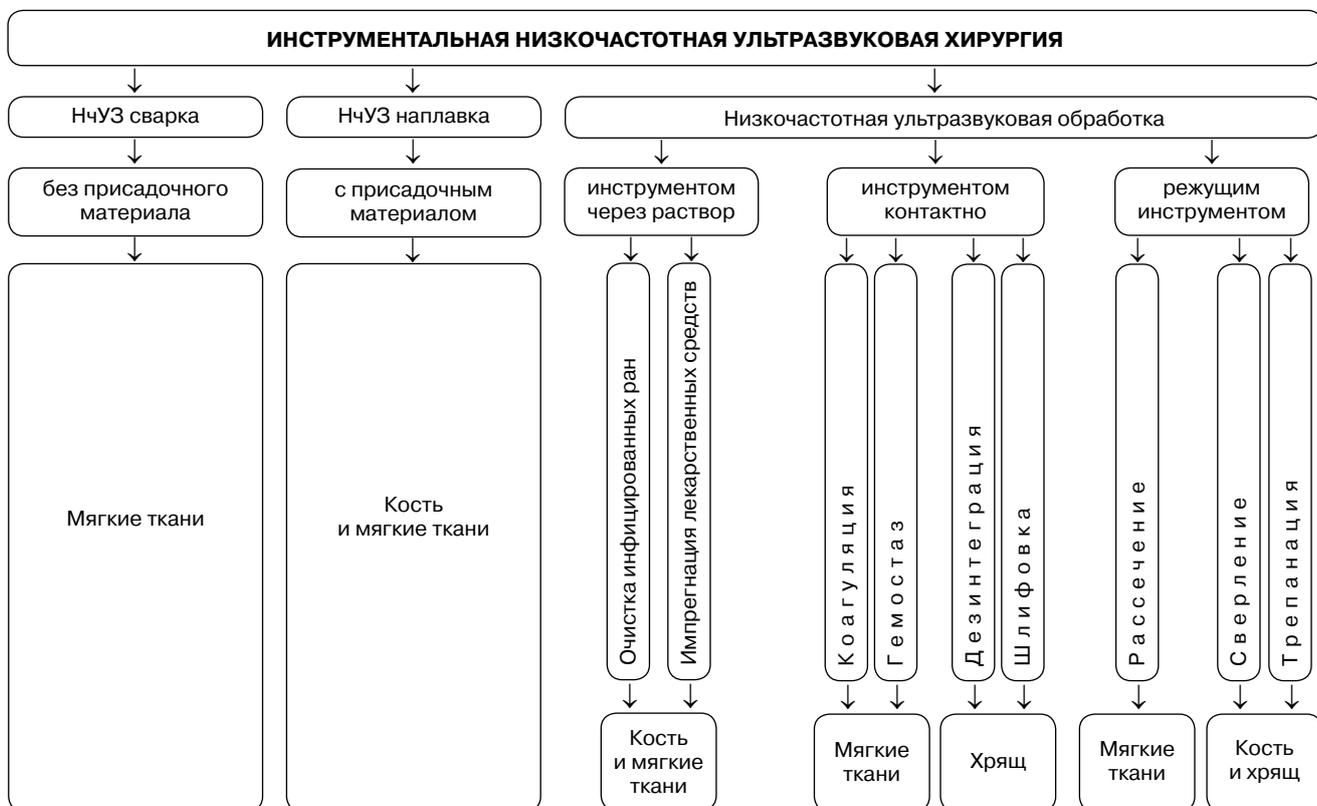


Рис. 1. Основные направления использования низкочастотной ультразвуковой хирургии

повреждаемости ткани, гемостаз и способность ткани к последующей регенерации, подтвердили возможность использования этих методов для артроскопических вмешательств при оперативном лечении гонартроза (патент РФ 2329075)*. Преимуществами данного способа вмешательства является возможность управления величиной энергии, вводимой в операционную зону колеблющимся с ультразвуковой частотой волноводом-инструментом, за счет изменения амплитуды колебаний, скорости перемещения его в зоне резания и давления им на биоткань, геометрии его режущей рабочей части и пр. Указанное обеспечивает достижение гладкости обрабатываемой поверхности внутрисуставной структуры за счёт управляемого и щадящего его воздействия на хрящ и другие элементы сустава при выполнении дебридмента с минимальным повреждением окружающих тканей на фоне одновременно проявляемых противовоспалительного, гемостатического и иных эффектов ультразвука.

Рассмотренные выше эффекты, инициируемые низкочастотным ультразвуком, позволяют сделать заключение о возможности его использования при артроскопическом лечении гонартроза, что до сих пор оставалось неостребованным из-за недостаточной адаптации волноводов-инструментов к особенностям малых операционных полей и эндоскопических доступов при артроскопии.

Цель исследования: изучить в опытах *in vitro* влияние ультразвуковых режущих инструментов на мениск и хрящ коленного сустава

ва человека и сравнить выявленные изменения в сравнении с известными артроскопическими технологиями

Материал и методы

Материалом для работы служили резецированные мениски и костные блоки с покрывающим их хрящом (тибиальные плато), полученные при тотальном эндопротезировании коленных суставов. Все эксперименты проводились не позднее, чем через 2 часа после забора материала.

Использованная аппаратура включала: ультразвуковой хирургический аппарат «Кавитон» (ООО «Метромед», Россия), содержащий ультразвуковой генератор, акустические системы с резонансной частотой 25–30 кГц, набор титановых волноводов-инструментов, геометрия волноводного тракта которых позволяет подвести в технологическую зону энергию низкочастотного ультразвука; холодно-плазменный аблатор Quantum 2 (Arthrocare, США); шейвер артроскопический Powershaver SL (Karl Storz, Германия); артроскопический скальпель из базового набора инструментов для артроскопии (Karl Storz, Германия).

Мениски и суставные хрящи помещали в стерильный изотонический раствор натрия хлорида.

В первой серии эксперимента воздействие на образцы менисков производилось тремя способами:

1) ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель», параметры резания: частота ультразвука – 26,5 кГц, амплитуда колебаний режущей части – 90–100 мкм (рис. 2);

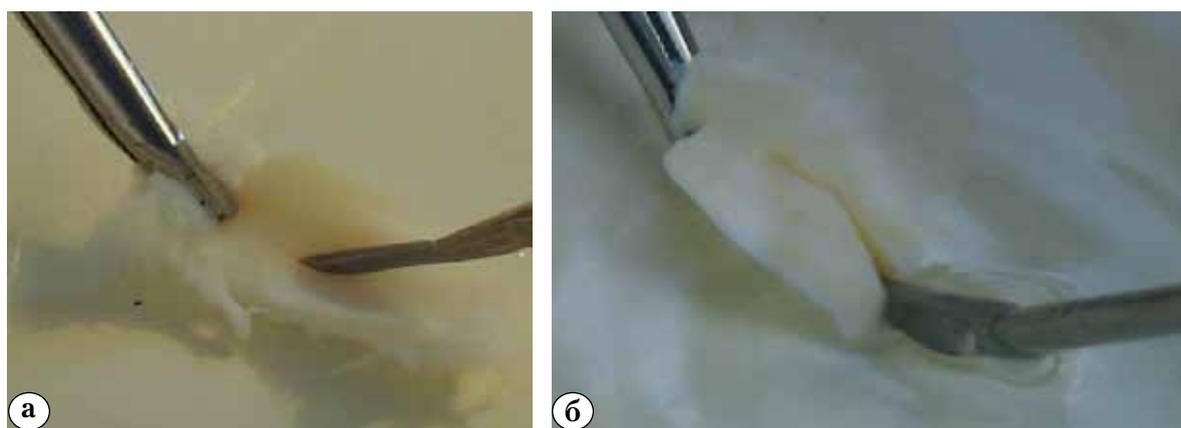


Рис. 2. Резание мениска ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель»: а – начало; б – окончание резания

* Патент 2329075 РФ: МПК А61N007/00. Способ артроскопии с использованием низкочастотного ультразвука / В.А. Драчевский, Д.Е. Черепанов; № 2006128148/14; заявл. 02.08.2006; опубл. 20.07.2008; Бюл. № 20.

2) холодно-плазменным аблятором, электрод Super MultiVac 50 IFS, режим абляции 7 (рис. 3);

3) артроскопическим скальпелем из базового артроскопического набора.

Сравнительный результат резания биоптата мениска ультразвуковым режущим инструментом и холодно-плазменным аблятором представлен на рисунке 4.

Во второй серии эксперимента по сравнительной оценке воздействия различных технологий на суставной хрящ тибиальных плато использовали участки хряща II-III степени хондромалиции, которые подвергали обработке:

1) шейвером при числе оборотов 3500 в минуту;

2) холодно-плазменным аблятором, электрод TriStar50, режим абляции 6 (рис. 5);

3) ультразвуковым режущим инструментом «Фреза» с кольцевыми насечками при режиме резания: частота ультразвука – 26,5 кГц, амплитуда колебаний режущей части – 70–80 мкм (рис. 6).



Рис. 3. Резание мениска холодно-плазменным аблятором

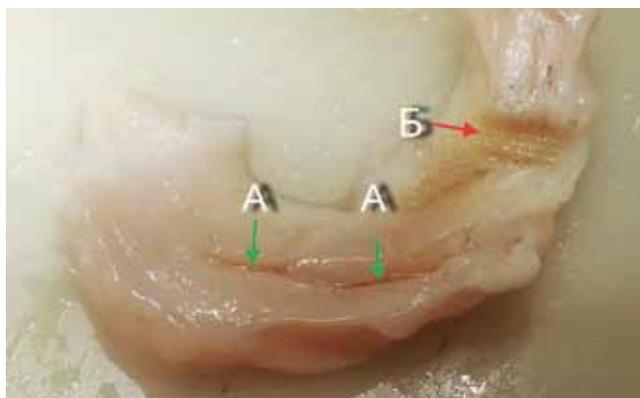


Рис. 4. Область обработки биоптата мениска резанием: стрелка А – ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель»; стрелка Б – холодно-плазменным аблятором



Рис. 5. Обработка поверхности хряща холодно-плазменным аблятором



Рис. 6. Обработка поверхности хряща ультразвуковым режущим инструментом «Фреза»

Для гистологического исследования биоптата фиксировали в растворе нейтрального 12% формалина, срезы окрашивали гематоксилином и эозином. Гистологическая оценка результатов резания биоптатов различными методами проводилась с применением микроскопа «Axioskop 40» с камерой «AxioCam MRc5» и программы обработки изображений «AxioVision 4.8.2» (Carl Zeiss, Германия).

Результаты и обсуждение

Результаты первой серии исследований, включающей изучение процесса резания мениска разными методами отражены в таблице 1 и на рисунках 7–9:

Анализ результатов первой серии экспериментов выявил, что при резании мениска артроскопическим скальпелем край мениска

разволокнен, что создает предпосылки для его дальнейшей дегенерации (рис. 8). При обработке мениска холодно-плазменным аблятором глубина некроза ткани составляет 0,7–0,8 мм, поверхность мениска шероховатая, что при последующем контакте с хрящом может вызвать его дегенерацию (рис. 7). При резании менис-

ка ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель» глубина некроза составляет всего 0,1–0,2 мм, что коррелирует с результатами, полученными ранее [6, 9], а поверхность мениска достаточно гладкая, чтобы предотвратить его дегенерацию при последующем контакте с поверхностью хряща (рис. 9).

Таблица 1

Сравнительная характеристика артроскопических технологий резания мениска коленного сустава

Критерии оценки	Технологии резания		
	артроскопический скальпель	холодно-плазменный аблятор	ультразвуковой режущий инструмент
Поверхность (край)	шероховатая	шероховатая	гладкая
Ткань мениска у поверхности	разволокненная	гомогенная	гомогенная
Глубина некроза, мм	отсутствует	700–800	до 200

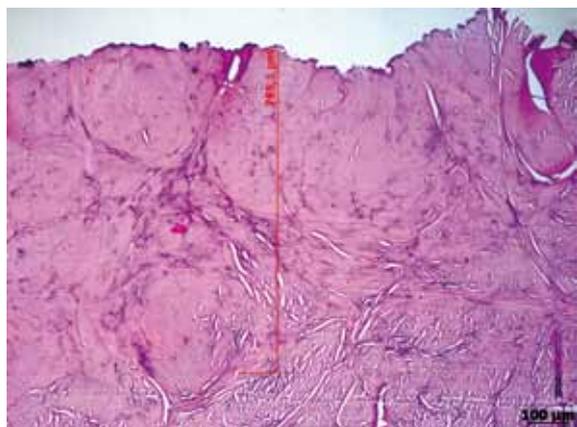


Рис. 7. Мениск коленного сустава после обработки холодно-плазменным аблятором. Край резекции неровный с обширными участками гомогенизации ткани мениска (толщина зоны коагуляционного некроза достигает 785 мкм). Под зоной некроза признаки отека ткани мениска. Окраска гематоксилином и эозином. Ув. ×200

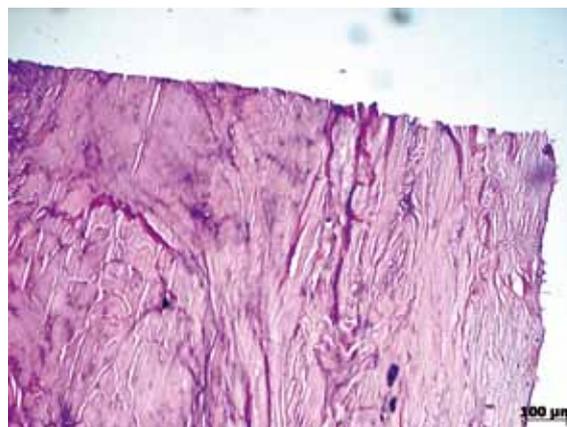


Рис. 8. Мениск коленного сустава после резекции артроскопическим скальпелем. Край резекции ровный, под ним признаки разволокнения пучков коллагена. Отсутствует зона некроза ткани под краем резекции. Окраска гематоксилином и эозином. Ув. ×200

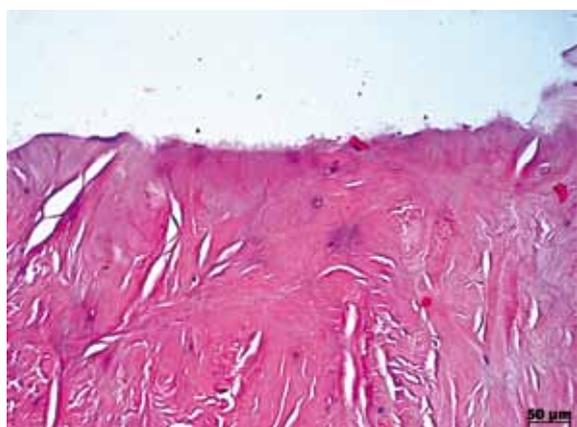


Рис. 9. Мениск коленного сустава после резекции ультразвуковым режущим инструментом «Скальпель»: глубина коагуляционного некроза 20–150 нм. Край резекции мелкошероховатый с подлежащими гомогенными очагами некроза. Разволокнение пучков коллагена с участками плазматического пропитывания. Окраска гематоксилином и эозином. Ув. ×200

Полученные результаты второй серии эксперимента, связанного с обработкой поверхности хряща биоптатов разными методами представлены в таблице 2 и на рисунках 10–12.

Таким образом, при обработке шейвером поверхность хряща представлена ворсинчатыми волокнами, выстоящими в полость сустава с поверхности хряща, что создает предпосылки для его последующей дегенерации (рис. 10). При холодно-плазменной абляции на относительно гладкой поверхности хряща имеются участки коагуляционного некроза от 16 нм (рис. 11 а) до 90 нм (рис. 11 б). При обработке поверхности хряща ультразвуковым режущим инструментом «Фреза» поверхность хряща выглядит гладкой, лишена ворсинок, выстоящих в полость сустава, истончения хряща не наблюдается (рис. 12 а, б), поверхностный коагуляционный некроз не превышает 15 нм (рис. 12 в), что свидетельствует о минимальном повреждении хряща в сравнении с другими технологиями.



Рис. 10. Поверхность хряща после обработки шейвером. Микроворсинчатые структуры на поверхности хряща. Окраска гематоксилином и эозином. Ув. ×200

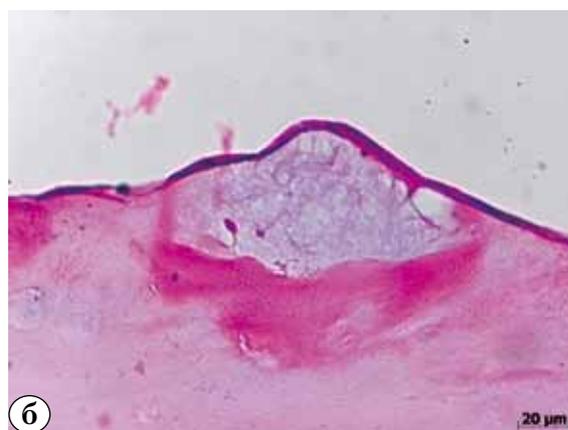
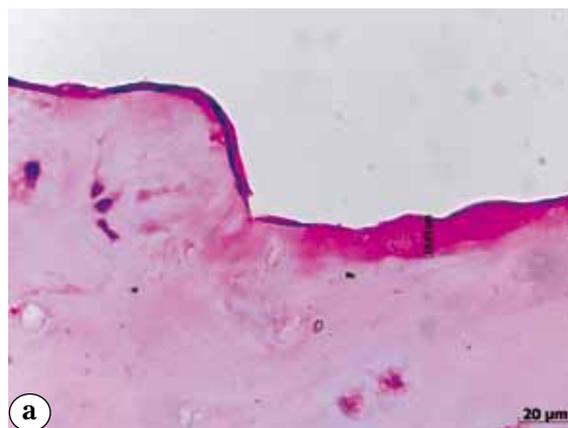


Рис. 11. Поверхность хряща после холодно-плазменной абляции:
а – поверхность хряща относительно ровная, отсутствуют патологические микроворсинчатые структуры, мелкие по протяженности фокусы очагов некроза до 16 мкм в глубину;
б – поверхность хряща ровная с фокусами некроза до 90 мкм (эозинофильные гомогенные массы) в сочетании с мелкими участками отека. Окраска гематоксилином и эозином. Ув. ×500

Таблица 2

Сравнительная характеристика артроскопических технологий обработки хряща

Критерии оценки	Технология обработки хряща		
	шейвер	холодно-плазменный аблатор	ультразвуковой режущий инструмент
Поверхность	шероховатая	гладкая	гладкая
Истончение хряща	более 50%	менее 50%	отсутствует
Глубина некроза, нм	отсутствует	16–90	до 15

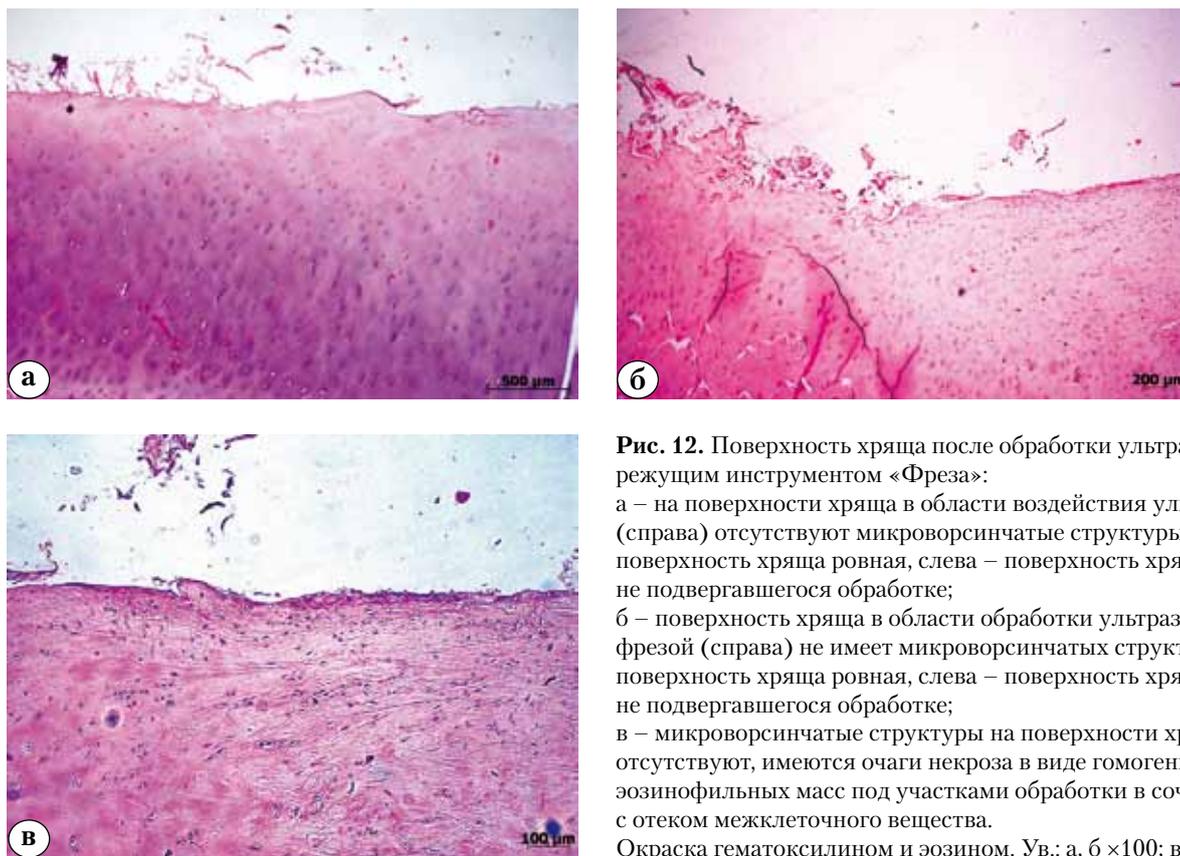


Рис. 12. Поверхность хряща после обработки ультразвуковым режущим инструментом «Фреза»:
 а – на поверхности хряща в области воздействия ультразвука (справа) отсутствуют микроворсинчатые структуры, поверхность хряща ровная, слева – поверхность хряща, не подвергавшегося обработке;
 б – поверхность хряща в области обработки ультразвуком фрезой (справа) не имеет микроворсинчатых структур, поверхность хряща ровная, слева – поверхность хряща, не подвергавшегося обработке;
 в – микроворсинчатые структуры на поверхности хряща отсутствуют, имеются очаги некроза в виде гомогенных эозинофильных масс под участками обработки в сочетании с отеком межклеточного вещества.
 Окраска гематоксилином и эозином. Ув.: а, б ×100; в ×200

Заключение

Результаты экспериментов свидетельствуют, что резание ультразвуковыми режущими инструментами («Скальпель», «Фреза»), использующими энергию низкочастотного ультразвука, имеет перед механическим и физико-химическим методами резания преимущества, заключающиеся в обеспечении гистологически подтвержденного щадящего воздействия на образцы биоптатов менисков и гиалиновых хрящей.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки.

Литература

1. Богатов В.Б., Матвеева О.В., Петров А.Б. Влияние холодно-плазменной абляции на хрящ коленного сустава человека и экспериментального животного. *Травматология и ортопедия России*. 2011;(1):61-66.
2. Жуликов А.Л., Маланин Д.А., Новочадов В.В. Применение холодноплазменной абляции для восстановления поврежденных суставных поверхностей: модельные испытания. *Вестник новых медицинских технологий*. 2009;16(3):104-105.
3. Иванников С.В. Лазерная артроскопическая хирургия. Дегенеративно-дистрофические поражения коленного сустава. М.: Бином. Лаборатория знаний; 2002.160 с.
4. Котельников Г.П., Ларцев Ю.В. Остеоартроз: руководство. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2009. 208 с.
5. Лоцилов В.И., Веденков В.Г., Орлова А.А. Исследование влияния акустических колебаний на процессы ультразвуковой обработки инфицированных ран. В кн.: Труды МВТУ им. Н.Э. Баумана. Т. 242 (Ультразвук и другие виды энергии в хирургии). М.; 1975. с. 32-35.
6. Николаев Г.А., Лоцилов В.И. Ультразвуковая технология в хирургии. М.: Медицина; 1980. 272 с.
7. Орлецкий А. К., Езеев А. Р. Сравнительная оценка использования высокочастотной абляции при повреждении капсульно-связочного аппарата коленного сустава у спортсменов. *Медицинская помощь*. 2008;4:22-27.
8. Педдер В.В. Биомедицинская технология и приборостроение : сб. тр. Омск; 1999. 164 с.
9. Поляков В.А., Николаев Г.А., Волков М.В. и др. Ультразвуковая сварка костей и резка живых биологических тканей. М.: Медицина; 1973. 136 с.
10. Цапина Т.Н., Слизкова К.Ш., Эрдес Ш.Ф. Качество жизни у больных остеоартрозом. *Научно-практическая ревматология*. 2004;(2):20-22.
11. Allen R.T., Tasto J.P., Cummings J., Robertson C.M., Amiel D. Meniscal Debridement with an Arthroscopic Radiofrequency Wand Versus an Arthroscopic Shaver: Comparative Effects on Menisci and Underlying Articular Cartilage. *Arthroscopy*. 2006;22:385-393
12. Baumgaertner M.R. et al. Arthroscopic debridement of the arthritic knee. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;253:197-202.

13. Bonutti P.M. Osteonecrosis of the knee after laser or radiofrequency-assisted arthroscopy. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:69-75.
14. Caffey S., McPherson E., Moore B. et al. Effects of radiofrequency energy on human articular cartilage: an analysis of 5 systems. *Am J Sports Med.* 2005; 33(7):1035-1039.
15. Cooper C., Dennison E., Edwards M., Litwic A. Epidemiology of osteoarthritis. *Medicographia.* 2013; 35:147-148.
16. Edwards RB, Lu Y, Uthamanthil RK, Bogdanske JJ et al. Comparison of mechanical debridement and radiofrequency energy for chondroplasty in an in vivo equine model of partial thickness cartilage injury. *Osteoarthritis Cartilage.* 2007;15(2):169-178.
17. Ewing J.W. Arthroscopic treatment of degenerative meniscal lesions and early degenerative arthritis of the knee. Articular Cartilage and Knee Joint Function. Basic Science and Arthroscopy. Raven Press, New York; 1990. p. 137-145.
18. Felson D.T., Nevitt M.C. Epidemiologic studies for osteoarthritis: new versus conventional study design approaches. *Rheum Dis Clin N Am.* 2004;30:783-797.
19. Friedman M.J., Berasi C.C., Fox J.M. et al. Preliminary results with abrasion arthroplasty in the osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;182:200-205.
20. Ganguly K., McRury I.D., Goodwin P.M. et al. Histopomorphic Evaluation of Radiofrequency Mediated Debridement Chondroplasty. *The Open Orthop J.* 2010;4:211-220.
21. Huang Y., Zhang Y., Ding X. et al. Working conditions of bipolar radiofrequency on human articular cartilage repair following thermal injury during arthroscopy. *Chin Med J (Engl).* 2014;127(22):3881-3886.
22. Jazrawi L.M., Chen A., Stein D., Heywood C.S. et al. The Effects of Radiofrequency Bipolar Thermal Energy on Human Meniscal Tissue. *Bull Hosp Jt Dis.* 2003;61(3-4):114-117.
23. Kaab M.J., Bail H.J., Rotter A. et al. Monopolar radiofrequency treatment of partial-thickness cartilage defects in the sheep knee joint leads to extended cartilage injury. *Am J Sports Med.* 2005;33:1472-1478.
24. Kim H.K., Moran M.E., Salter R.B. The potential for regeneration of articular cartilage in defects created by chondral shaving and subchondral abrasion. An experimental investigation in rabbits. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(9):1301-1315.
25. Kirkley A. et al. A randomized trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med.* 2008; 359(11):1097-1107.
26. Lane G.J., Mooar P.A. YAG laser arthroscopic debridement. *Lasers Surg Med.* 1991;(3):53.
27. Lu Y., Edwards R.B. 3rd, Cole B.J., Markel M.D. Thermal chondroplasty with radiofrequency energy. An in vitro comparison of bipolar and monopolar radiofrequency devices. *Am J Sports Med.* 2001;29(1):42-49.
28. Milgram J.W. Injury to articular cartilage joint surfaces. I. Chondral injury produced by patellar shaving: a histopathologic study of human tissue specimens. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;(192):168-173.
29. Miller D.V., O'Brien S.J., Arnoczky et al. The use of the contact Nd:YAG laser in arthroscopic surgery. *Arthroscopy.* 1989;5(4):245-253.
30. Moseley J.B. et al. A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med.* 2002; 347(2):81-89.
31. Roos H., Adalberth T., Dahlberg L., Lohmander L.S. Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age. *Osteoarthritis Cartilage.* 1995;3:261-267.
32. Sherk H.H. Electromagnetic surgical devices in orthopedics. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:675-681.
33. Shi W., Wari S.G., van der Veen M.J. et al. Effects of varying laser parameters on pulsed Ho:YAG ablation of bovine knee joint tissues. *Arthroscopy.* 1993;9(1): 96-102.
34. Uribe J.W. The use of radiofrequency devices for chondral debridement. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2003;11:214-221.
35. Yuqing Z.H., Jordan J.M. Epidemiology of Osteoarthritis. *Clin Geriatr Med.* 2010;26(3):355-369.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Педдер Валерий Викторович – канд. тех. наук генеральный директор ООО «Научно-производственное предприятие «Метромед»»

Черепанов Дмитрий Евгеньевич – врач травматолог-ортопед хирургического отделения ООО «Клинико-диагностический центр «Ультрамед»»

LOW FREQUENCY ULTRASOUND APPLICATION IN KNEE ARTHROSCOPY

V.V. Pedder¹, D.E. Cherepanov²¹ *Metromed (Sci. & Tech. Enterprise)
Ul. Dolgireva, 117a, Omsk, Russia, 644012*² *Clinical and Diagnostic Center «Ultramed»
Ul. Chkalova, 12, Omsk, Russia, 644024***Abstract**

Purpose: in vitro study of ultrasound dissection devices' impact on meniscus and knee cartilage as well as comparison of outcomes with familiar arthroscopic techniques.

Materials and methods. Meniscus and joint cartilage specimen obtained during total knee replacement were placed in a normal saline. All experiments were conducted no later than in 2 hours after obtaining and followed by histology of biopsy specimens. In the first series of experiment the authors performed meniscus dissection with ultrasound instrument «Scalpel», cold plasm ablator and surgical scalpel.

Results. The first series of experiments demonstrated disruption of fibers orientation on meniscus rim after dissection with scalpel; necrosis depth after coblation is 0,7–0,8 mm. Ultrasound dissection devices leave necrosis depth of 0,1–0,2 mm and smooth cartilage surface. The second series of experiments proved that after shaver application cartilage surface was coarse; certain necrosis sections of 16–90 nm were observed on relatively smooth cartilage surface after coblation. Application of ultrasound «Miller» device leaves smooth cartilage surface with no fibers, no signs of cartilage thinning and necrosis not exceeding 15 nm.

Conclusion. The results of experiments confirm that use of low frequency ultrasound dissection devices is advantageous as compared to mechanical and ablation cutting techniques while ensuring histologically proven atraumatic handling of biopsy specimens of meniscus and hyaline cartilage.

Keywords: ultrasonic surgery, debridement, arthroscopic surgery, osteoarthritis of knee.

DOI 10.21823/2311-2905-2016-22-3-88-98

Competing interests: the authors declare that they have no competing interests.

Funding: the authors have no support or funding to report.

References

1. Bogatov VB, Matveeva OV, Petrov AB. [The influence of cold plasma ablation on human and animal knee joint cartilage]. *Travmatologia i ortopedia Rossii* [Traumatology and orthopedics of Russia]. 2011;1(59):61-6. [in Russ.]
2. Zhulikov AL, Malanin DA, Novochadov VV. [The using of cold-plasma ablation for restoring damaged joint surfaces: model test]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy* [Journal of New Medical Technologies]. 2009;16(3):104-105. [in Russ.]
3. Ivannikov SV. Lazernaya artroskopicheskaya khirurgiya. Degenerativno-distroficheskiye porazheniya kolennogo sustava [Laser arthroscopic surgery. Knee joint degenerative lesions]. M.: Binom. Knowledge Lab; 2002. 160 p. [in Russ.]
4. Kotelnikov GP, Lartsev YuV. Osteoartroz: rukovodstvo. [Osteoarthritis: A Guide]. M.: GEOTAR Media; 2009. 208 p. [in Russ.]
5. Loshchilov VI, Vedenkov VG, Orlov AA. Investigation of the influence of the acoustic oscillations on ultrasonic treatment of infected wounds. In: Trudy MVTU im. N.E. Baumana [Proceedings of Bauman MVTU. Vol. 242 (Ultrasound and other kinds of energy in surgery)]. Moscow; 1975. p. 32-35. [in Russ.]
6. Nikolaev GA, Loshchilov VI. Ul'trazvukovaya tekhnologiya v khirurgii [Ultrasonic technology in surgery]. M.: Medicine; 1980. 272 p. [in Russ.]
7. Orletskiy AK, Ezeev AR. [Using high-frequency ablation and cold plasma coblation in arthroscopic treatment of posttraumatic intraarticular large joints pathology in athletes and ballet dancers]. *Meditsinskaya pomoshch'* [Health care]. 2008;4:22-27. [in Russ.]
8. Pedder VV. Biomeditsinskaya tekhnologiya i priborostroyeniye : sb. tr. [Biomedical technology and instrumentation]. Omsk; 1999. 164 p. [in Russ.]
9. Polyakov VA, Nikolaev, GA, Volkov MV et al. Ul'trazvukovaya svarka kostey i rezka zhivykh biologicheskikh tkaney [Ultrasonic bone welding and cutting the alive biological tissues]. M.: Medicine; 1973. 136 p. [in Russ.]
10. Tsaplina TN, KS Glazkov, Erdes ShF. [Quality of life in patients with osteoarthritis]. *Nauchno-prakticheskaya revmatologiya* [Scientific and practical rheumatology]. 2004;2:20-22. [in Russ.]
11. Allen RT, Tasto JP, Cummings J, Robertson CM, Amiel D. Meniscal Debridement with an Arthroscopic Radiofrequency Wand Versus an Arthroscopic Shaver: Comparative Effects on Menisci and Underlying Articular Cartilage. *Arthroscopy*. 2006;22:385-393

Cite as: Pedder VV, Cherepanov DE. [Low frequency ultrasound application in knee arthroscopy]. *Travmatologia i ortopedia Rossii*. 2016;22(3):88-98 [in Russian]. DOI 10.21823/2311-2905-2016-22-3-88-98.

✉ *Cherepanov Dmitry E.* Ul. Chkalova, 12, Omsk, Russia, 644024; e-mail: cherepanov_d@mail.ru

1 Received: 09.02.2016; Accepted for publication: 19.07.2016

12. Baumgaertner MR. et al. Arthroscopic debridement of the arthritic knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;253: 197-202.
13. Bonutti PM. Osteonecrosis of the knee after laser or radiofrequency-assisted arthroscopy. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:69-75.
14. Caffey S, McPherson E, Moore B et al. Effects of radiofrequency energy on human articular cartilage: an analysis of 5 systems. *Am J Sports Med.* 2005; 33(7):1035-1039.
15. Cooper C, Dennison E, Edwards M., Litwic A. Epidemiology of osteoarthritis. *Medicographia.* 2013; 35:147-148.
16. Edwards RB, Lu Y, Uthamanthil RK, Bogdanske JJ et al. Comparison of mechanical debridement and radiofrequency energy for chondroplasty in an in vivo equine model of partial thickness cartilage injury. *Osteoarthritis Cartilage.* 2007;15(2):169-178.
17. Ewing JW. Arthroscopic treatment of degenerative meniscal lesions and early degenerative arthritis of the knee. *Articular Cartilage and Knee Joint Function.* Basic Science and Arthroscopy. Raven Press, New York; 1990. p. 137-145.
18. Felson DT, Nevitt MC. Epidemiologic studies for osteoarthritis: new versus conventional study design approaches. *Rheum Dis Clin N Am.* 2004;30:783-797.
19. Friedman M., Berasi CC, Fox JM. et al. Preliminary results with abrasion arthroplasty in the osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;182:200-205.
20. Ganguly K, McRury ID, Goodwin PM et al. Histomorphologic Evaluation of Radiofrequency Mediated Debridement Chondroplasty. *The Open Orthop J.* 2010;4:211-220.
21. Huang Y, Zhang Y, Ding X et al. Working conditions of bipolar radiofrequency on human articular cartilage repair following thermal injury during arthroscopy. *Chin Med J (Engl).* 2014;127(22):3881-3886.
22. Jazrawi LM, Chen A, Stein D, Heywood CS et al. The Effects of Radiofrequency Bipolar Thermal Energy on Human Meniscal Tissue. *Bull Hosp Jt Dis.* 2003;61(3-4):114-117.
23. Kaab MJ, Bail HJ, Rotter A et al. Monopolar radiofrequency treatment of partial-thickness cartilage defects in the sheep knee joint leads to extended cartilage injury. *Am J Sports Med.* 2005;33:1472-1478.
24. Kim HK, Moran ME, Salter RB. The potential for regeneration of articular cartilage in defects created by chondral shaving and subchondral abrasion. An experimental investigation in rabbits. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(9):1301-1315.
25. Kirkley A et al. A randomized trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med.* 2008; 359(11):1097-1107.
26. Lane GJ, Mooar PA. YAG laser arthroscopic debridement. *Lasers Surg Med.* 1991;(3):53.
27. Lu Y, Edwards RB 3rd, Cole BJ, Markel MD. Thermal chondroplasty with radiofrequency energy. An in vitro comparison of bipolar and monopolar radiofrequency devices. *Am J Sports Med.* 2001;29(1):42-49.
28. Milgram JW. Injury to articular cartilage joint surfaces. I. Chondral injury produced by patellar shaving: a histopathologic study of human tissue specimens. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;(192):168-173.
29. Miller DV, O'Brien SJ, Arnoczky et al. The use of the contact Nd:YAG laser in arthroscopic surgery. *Arthroscopy.* 1989;5(4):245-253.
30. Moseley JB et al. A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med.* 2002; 347(2):81-89.
31. Roos H, Adalberth T, Dahlberg L, Lohmander LS. Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age. *Osteoarthritis Cartilage.* 1995;3:261-267.
32. Sherk HH. Electromagnetic surgical devices in orthopedics. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84:675-681.
33. Shi W, Wari SG, van der Veen MJ et al. Effects of varying laser parameters on pulsed Ho:YAG ablation of bovine knee joint tissues. *Arthroscopy.* 1993;9(1):96-102.
34. Uribe JW. The use of radiofrequency devices for chondral debridement. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2003;11:214-221.
35. Yuqing ZH, Jordan JM. Epidemiology of Osteoarthritis. *Clin Geriatr Med.* 2010;26(3):355-369.

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Pedder Valery V. – professor, member of Russian Academy of Medical Technical Sciences, general director of Metromed (Sci. & Tech. Enterprise)

Cherepanov Dmitry E. – trauma and orthopedic surgeon of surgical department, Clinical and Diagnostic Center «Ultramed»